

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Měření na implantabilním defibrilátoru
Measurement on Implantable Defibrillator

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

.....

Štěrba Jiří

Datum odevzdání bakalářské práce:

V Ostravě

dne

Poděkování

Zde bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za poskytnuté odborné konzultace a rady. Rovněž pak Ing. Vladimíru Kašíkovi, Ph.D. za odborné rady a konzultace. Dále pak Ing. Davidu Korpasovi Ph.D. za poskytnutí zdravotnického materiálu, odborných dokumentů a odborných rad ke kardioverter-defibrilátoru a programátoru.

Abstrakt

Tématem bakalářské práce je návrh, realizace obvodu pro proměření implantabilního kardioverter-defibrilátoru COGNIS 100-D model P107. Bakalářská práce je zaměřena na měření defibrilačních výbojů. Pro měření těchto výbojů byl navržen a zkonstruován obvod, pomocí něhož byly proměřeny defibrilační výboje v celém rozsahu kardioverter-defibrilátoru (0,1 – 41J). Měření je realizováno pomocí programátoru PRM 3120 společnosti Guidant, osciloskopu TEKTRONIX TDS 2024, měřícího přípravku a implantabilního kardioverter-defibrilátoru.

Klíčová slova

Implantabilní kardioverter-defibrilátor, defibrilační výboj, programátor PRM, telemetrie, elektroda, osciloskop

Abstract

The topic of this thesis is the design, implementation circuit for measurement of implantable cardioverter-defibrillator Cognis 100-D model P107. Bachelor's thesis is focused on measuring defibrillation shocks. To measure these shocks there was designed and constructed circuit by which was measured defibrillation shocks in the whole range of cardioverter-defibrillator (0.1 - 41J). Measurement was realized by Programmer PRM 3120 Guidant, oscilloscope TEKTRONIX TDS 2024, measuring device and implantable cardioverter-defibrillator.

Key words

Implantable cardioverter-defibrillator, defibrillation discharge, Programmer PRM, Telemetry, electrode, Oscilloscope

Seznam použitých symbolů a zkratek

AV uzel	Atrioventrikulární uzel
EGM	Vnitřní elektrogram (EKG měřené uvnitř srdce)
EKG	Elektrokardiogram
IBP	Programování podle indikací
ICD	Implantabilní kardioverter-defibrilátor
PRM	Programátor/Záznamové zařízení/Monitor (Programer/Recorder/Monitor)
RA	Pravá síň
RV	Pravá komora
SA uzel	Sinoatriální uzel
VF	Komorová fibrilace
VT	Komorová tachykardie
ZIP telemetrie	Komunikační řešení PRM

Obsah

1	Úvod.....	- 1 -
2	Seznámení s implantabilními defibrilátory.....	- 2 -
2.1	Úvod do problematiky srdeční činnosti a poruchy srdečního rytmu.....	- 2 -
2.1.1	Poruchy srdečního rytmu	- 2 -
2.2	Stimulace srdečního svalu	- 3 -
2.2.1	Kardiostimulátor.....	- 3 -
2.2.2	Kardiostimulace krátkodobá (Dočasná kardiostimulace).....	- 4 -
2.2.3	Kardiostimulace dlouhodobá (Trvalá kardiostimulace)	- 4 -
2.2.4	Asynchronní kardiostimulátory	- 5 -
2.2.5	Synchronní kardiostimulátory	- 5 -
2.2.5.1	Kardiostimulátory řízené P vlnou.....	- 5 -
2.2.5.2	Kardiostimulátory řízené R vlnou	- 6 -
2.3	Implantabilní defibrilátory	- 7 -
2.3.1	Úvod k implantabilním defibrilátorům.....	- 7 -
2.3.2	Princip implantabilního defibrilátoru	- 8 -
2.3.3	Implantabilní defibrilátor Cognis 100-D	- 10 -
3	Seznámení s programátorem pro defibrilátory	- 13 -
3.1	Programátor/Záznamové zařízení/Monitor PRM model 3120.....	- 13 -
3.1.1	Vybavení PRM 3120.....	- 14 -
3.1.2	Ovládání PRM 3120.....	- 14 -
3.1.3	Programovací systém ZOOM LATITUDE.....	- 16 -
3.1.4	Grafické prostředí PRM softwarové aplikace pulsního generátoru.....	- 16 -
3.1.5	Význam anotačních markerů.....	- 18 -
4	Návrh a realizace měření parametru implantabilního defibrilátoru	- 19 -

4.1	Návrh měřicího řetězce	- 19 -
4.1.1	Přípravek pro měření defibrilačních výbojů.....	- 20 -
4.2	Realizace měření implantabilního defibrilátoru	- 22 -
4.2.1	Měření defibrilačních výbojů	- 22 -
4.2.2	Měření impedance výbojové elektrody	- 24 -
5	Provedení měření a testů	- 25 -
5.1	Výsledky měření defibrilačních výbojů	- 25 -
5.1.1	Měření amplitudy	- 26 -
5.1.2	Měření šířky impulzu	- 28 -
5.1.3	Měření výbojové impedance	- 29 -
6	Zhodnocení získaných výsledků.....	- 30 -
6.1	Zhodnocení skutečná velikost defibrinačního výboje	- 30 -
6.2	Zhodnocení dodané energie a energetické ztráty	- 32 -
6.3	Zhodnocení naměřené amplitudy, šířky pulzu a výbojové impedance	- 35 -
7	Závěr.....	- 36 -
8	Seznam použité literatury.....	- 37 -
9	Seznam příloh	- 39 -

1 Úvod

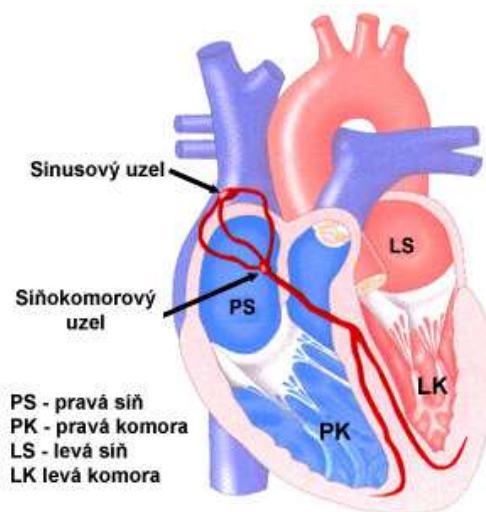
Technika v biomedicíně se neustále rozvíjí a s tím souvisí i kroky, které vedou k novým technologickým aplikacím a hledání nových postupů jak tyto aplikace zdokonalovat. Srdce je jedním z nejdůležitějších orgánů lidského těla proto i kardiologie nezůstává pozadu v rozvoji těchto aplikací. Moderní metody zejména v péči o nemocné s poruchami srdečního rytmu vyžadují nejen náročné diagnostické výkony, ale také léčbu pomocí implantace kardiostimulátoru či implantace kardioverter-defibrilátoru. Proto je důležité tyto zařízení neustále vyhodnocovat, zdokonalovat a dosáhnout tak v konečném důsledku kvalitních zdravotnických prostředků, které nejenže dokážou zachránit pacientův život, ale mnohdy i život zkvalitnit a prodloužit o řadu let. Cílem této bakalářské práce je snaha přiblížit poznatky těchto implantabilních zařízení zejména pak kardioverter-defibrilátoru. Snaha popsat způsob měření defibrilačních výbojů pomocí zhotoveného přípravku. Analyzovat získané údaje, vyhodnotit výsledky a energetické ztráty dodané programátorem PRM.

2 Seznámení s implantabilními defibrilátory

2.1 Úvod do problematiky srdeční činnosti a poruchy srdečního rytmu

K tomu, aby srdce mohlo plnit svoji hlavní úlohu, tj. pumpovat krev bohatou na kyslík k ostatním orgánům lidského těla, potřebuje být rytmicky poháněno elektrickými impulzy. Tyto impulzy vznikají normálně v shluku buněk specializovaného převodního systému srdce, který se nazývá sinusovým uzlem a nachází se v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektrický vzruch šíří svalovinou obou síní do síňokomorového uzlu, který je umístěn v dolní části přepážky mezi oběma síněmi. Také tento shluk speciálních buněk dokáže tvořit spontánně elektrické vzruchy, avšak pomaleji než uzel sinusový. Proto se za normálních okolností jeho automatická činnost nijak neprojevuje a slouží pouze k regulovanému převodu elektrického podráždění na svalovinu komor. Tento převod se děje přes tzv. Hisův svazek, který je jediným elektrickým spojením mezi síněmi a komorami. Dále se šíří vzruch svalovinou komor a způsobuje jejich koordinovaný stah. Tak je zajištěno, že srdce pracuje jako systém dvou paralelních čerpadel - nejprve se stáhnou obě síně a naplní tak obě komory, poté dojde ke stahu svaloviny komor a k vypuzení krve z pravé komory do plic a z levé komory k orgánům a tkáním celého těla.

[1]



Obr.1 Srdeční převodní systém [1]

2.1.1 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu nazývané odborně arytmie a je to jedno z nejčastějších srdečních onemocnění. Vznikají jako důsledek odlišného vytváření nebo vedení elektrických vzruchů v srdci. Při srdečních arytmiích bývá rytmus srdce abnormálně pomalý (bradykardie) nebo naopak rychlý (tachykardie). V prvním případě se buď elektrický vzruch v sinusovém uzlu tvoří pomalu, nebo je porušeno jeho vedení přes síňokomorový uzel do komor. Ve druhém případě se buď stane místem

tvorby rychlých elektrických vzruchů kterákoliv jiná malá oblast svaloviny síní nebo komor nebo elektrický impuls krouží v různě velké oblasti srdce kolem dokola a aktivuje okolní svalovinu. Právě pro tyto poruchy srdečního rytmu se stala kardiostimulace zcela běžnou formou jejich léčby.

[1]

2.2 Stimulace srdečního svalu

Stimulovat srdeční činnost pomocí implantabilních zařízení lze v podstatě dvěma způsoby a to kardiostimulací, kdy je nahrazována porucha rytmické funkce, nejčastěji se jedná o příliš pomalou srdeční frekvenci, pomocí kardiostimulátoru. Nebo v případě život ohrožujících arytmií pomocí defibrinačního výboje nebo rychlou stimulací srdce pomocí ICD. Při pomalém srdečním rytmu funguje ICD jako kardiostimulátor, proto se nejprve zaměříme na kardiostimulátory a jejich činnost a pak se zaměříme na činnost samotného ICD.

Metoda, spočívá v tom, že se z malého řezu pod klíční kostí zavede přes podklíčkovou žílu ohebná elektroda do srdce (do hrotu pravé komory a je-li to potřeba, druhá elektroda do výchlipky ve stěně pravé síně) a napojí se na kardiostimulátor nebo ICD, který se zašije do předem vytvořené malé kapsy v podkoží. Po zažití rány se další kontroly a programování kardiostimulátoru nebo ICD dějí přenosem radiových vln z programovacího přístroje přes kůži.

[1]

2.2.1 Kardiostimulátor

Elektronické zařízení schopné generovat elektrické impulzy, které mají za úkol nahradit vlastní řídící systém srdce v případě jeho poruchy nazýváme kardiostimulátor. Zařízení bývá zaváděno do lidského organismu při významném zpomalení srdeční frekvence, případně při vymizení tvorby nebo vedení vlastních srdečních vzruchů (bradykardie). Prostřednictvím stimulačních elektrod implantabilní kardiostimulátor snímá ale i stimuluje srdeční činnost. Převážně se dnes stimulační elektrody zavádějí do srdce nitrožilní cestou. Jediným nedostatkem implantabilních kardiostimulátorů je zdroj elektrické energie. Většinou se používají lithium-jodidové akumulátory s životností 5-12let. Vše záleží na typu kardiostimulátoru a jeho využití.

[4]

Rozdělení kardiostimulace:

- přímá - stimulace elektrod je soustředěna v srdeční dutině
- nepřímá - stimulace elektrodami se provádí mimo srdeční dutinu

Přímou kardiostimulaci pak můžeme rozdělit na:

- krátkodobou (stimulátor je vně těla pacienta)
- dlouhodobou (stimulátor je umístěn pod kůží pacienta)

Z hlediska chování stimulátoru ve vztahu k činnosti srdce na:

- neřízené
- řízené

Z hlediska místa stimulace na:

- jednodutinové - stimulace a snímání se provádí jen v jedné dutině
- dvoudutinové - stimulace a snímání se provádí v obou dutinách (síních i komorách) pomocí dvou elektrod

2.2.2 Kardiostimulace krátkodobá (Dočasná kardiostimulace)

Jedná se o léčebnou metodu používanou k léčbě akutních stavů u pacientů s pomalou srdeční frekvencí. Při pomalé tepové frekvenci není srdce schopno přečerpávat dostatek krve a zajistit tak dodávku kyslíku a živin pro všechny orgány a tkáně. Významný pokles srdeční frekvence se pak může projevit závratí, mdlobou a ztrátou vědomí, srdečním selháním a v mezních případech šokem až zástavou srdečního oběhu. V těchto případech je nutno zajistit dostatečnou srdeční frekvenci pomocí elektrických impulsů vyvolávajících srdeční stahy a to prostřednictvím stimulační elektrody zavedené do pravé srdeční komory. Stimulační elektroda je tenká a velmi ohebná. Je zaváděna přes žílu na krku nebo pod klíční kostí a napojena na zevní kardiostimulátor, jenž řídí srdeční frekvenci vydáváním pravidelných elektrických impulzů dle nastavených parametrů. Dočasná elektroda je ponechána v srdci a stimulace zapnuta do doby, než se obnoví vlastní dostatečná srdeční frekvence. Pokud pomalá akce srdeční trvá, je během hospitalizace nebo v době zohledňující případná přidružená onemocnění implantován trvalý kardiostimulátor.

[8]

2.2.3 Kardiostimulace dlouhodobá (Trvalá kardiostimulace)

Trvalá kardiostimulace používá kardiostimulátor implantovaný pod kůži, přičemž se elektrické podněty přenášejí k srdci endovazálně zavedenou elektrodou (preparací v. cephalica nebo punkcí podklíčkové žíly) pod skiakopickou kontrolou. Cílem je pravá síň/pravá komora (jednodutinová stimulace) nebo oba tyto srdeční oddíly (dvoudutinová stimulace). Po nalezení stimulačního místa s uspokojivými stimulačními parametry (stimulační práh, amplituda vlastního stahu, odpor elektrody) je stimulační elektroda spojena s vlastním kardiostimulátorem, uloženým do vypreparované kapsy v podkoží obvykle do pravé či levé podklíčkové oblasti.

[2]

Podle vztahu k činnosti síní a komor můžeme kardiostimulátory spadající do oblasti dlouhodobé stimulace rozdělit na:

- asynchronní - není zachována synchronní činnost síní a komor
- synchronní – je zachována synchronní činnost síní a komor

Synchronní stimulatory pak můžeme rozdělit na:

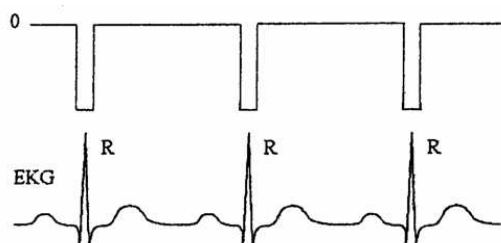
- řízené P vlnou
- řízené R vlnou (inhibované nebo spouštěné)

U volby vhodného stimulatoru pro pacienta je důležité vědět jaký má druh poruchy tvorby a převodů vzruchů.

2.2.4 Asynchronní kardiostimulátory

Kardiostimulátor, který nesnímá činnost síní a komor pouze generuje obdélníkové impulzy s pevným opakovacím kmitočtem nazýváme asynchronní. Stimulační elektroda řídí pouze činnost komor, síně nejsou stimulovány. Proto impulz, který přichází s opakovaným kmitočtem vyvolá pouze stah komor. Jedná se konstrukčně o nejjednodušší typy kardiostimulátoru. Generátor má frekvenci přibližně 1Hz a šířku pulzu 1,2 až 1,5ms. Aplikovaly se převážně při bloádě AV uzlu. Jelikož síně nejsou stimulovány tedy tepou vlastním rytmem hrozí interference rytmů při obnově normální činnosti srdečního rytmu. Tento typ kardiostimulátoru se již dnes nepoužívají.

[3]



Obr.2 Asynchronní obdélníkové impulzy s pevným opakovacím kmitočtem [3]

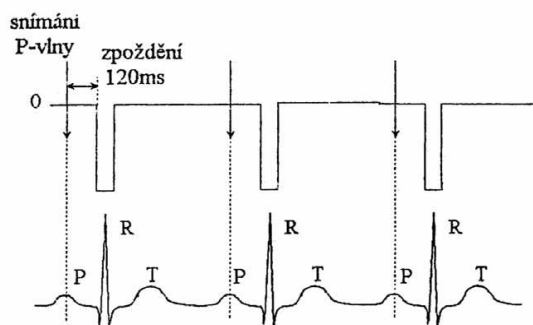
2.2.5 Synchronní kardiostimulátory

1.2.5.1 Kardiostimulátory řízené P vlnou

Tento typ kardiostimulátoru je možné využít jako náhradu při porušeném převodním systému srdce. Konkrétně při poruše převodu vzruchu mezi SA uzlem a AV uzlem. Využívá při tom tři elektrod. Vykonává tak v podstatě funkci vodiče nahrazujícího porušený převodový systém.

Kardiostimulátor registruje každou přicházející P vlnu (projev depolarizace síní). V pravé síni srdce je proto umístěna snímací elektroda, která tuto vlnu detekuje. Druhá elektroda je stimulační a je umístěna v pravé komoře. Po detekci přicházející vlny P následuje zpoždění asi 120ms, pak je vyslán stimulační impuls. Společná třetí elektroda pro stimulaci a snímání je na kovovém pouzdru kardiostimulátoru.

[3]



Obr.3 Stimulační pulsy řízené P vlnou [3]

Předpoklad pro tento druh stimulace je správná činnost sinoatriálního uzlu tzn. činnost síní je úměrná tělesné aktivitě. V tom případě je zachována synchronizace síní a komor. Při nesprávné činnosti sinoatriálního uzlu, tedy poklesu frekvence pod určitou mez, vnutí stimulator srdci svůj rytmus. Nyní jsou stimulovány pouze síně, kterým je vnucená pevné opakovací frekvence, činnost síní a komor se tak stává asynchronní. Tento typ se dnes již nevyužívá.

[3]

1.2.5.2 Kardiostimulátory řízené R vlnou

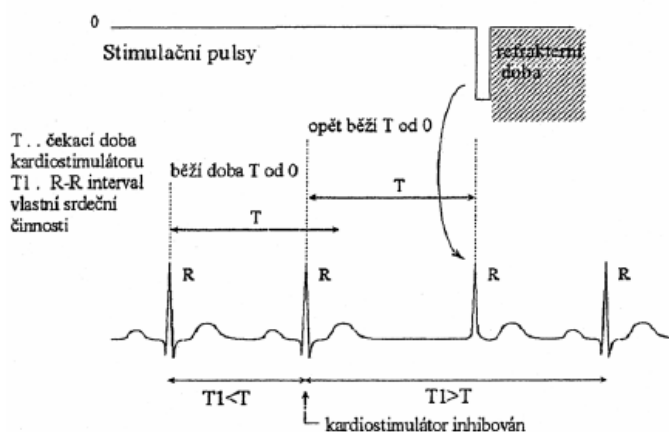
Tento typ kardiostimulátoru můžeme rozdělit na dva druhy:

- inhibovaný
- spouštěný

Kardiostimulátor řízený R vlnou – inhibovaný:

Stimulátor je zde řízen komorovou aktivitou tedy snímáním příchozí R vlny EKG signálu. Využívá se zde jediné elektrody, která slouží ke snímání a zároveň ke stimulaci. Elektroda je zavedena do pravé komory. Vyhodnocuje se zde interval R - R vlastní srdeční činnosti. Pokud tepová frekvence poklesne pod námi zvolenou úroveň je generován stimulační impuls. Následuje refrakterní doba přístroje, což je doba (přibližně 300ms), kdy stimulátor nevysílá stimulační impulzy. Jestliže během refrakterní doby stimulátor detekuje vlastní srdeční činnost je kardiostimulátor inhibován (utlumen, zastaven), refrakterní doba se anuluje a počítá se znovu od této nově vzniklé detekce. Tento typ se označuje také jako On demand („na požádání“). Jedná se o nejběžnější typ kardiostimulace.

[3]



Obr.4 Stimulační pulsy řízené R vlnou – inhibovaný stimulátor [3]

Kardiostimulátor řízený R vlnou – spouštěný:

Také tento typ využívá jediné elektrody ke snímání i stimulaci, která se zavádí do pravé komory. Jestliže vzroste tepová frekvence nad předem nastavenou úroveň, jsou stimulační impulsy synchronizovány s činností srdce. Stimulační impuls je vyslán tak, aby časově zapadal do QRS komplexu (asi 80ms) tedy ještě v průběhu výskytu R vlny, kdy nezpůsobí žádnou další kontrakci. Při zvýšení frekvence nad zvolenou max. hodnotu je spouštěn stimulátor jen každou druhou nebo třetí R vlnou. Tento typ stimulace se téměř nepoužívá.

[3]

2.3 Implantabilní defibrilátory

2.3.1 Úvod k implantabilním defibrilátorům

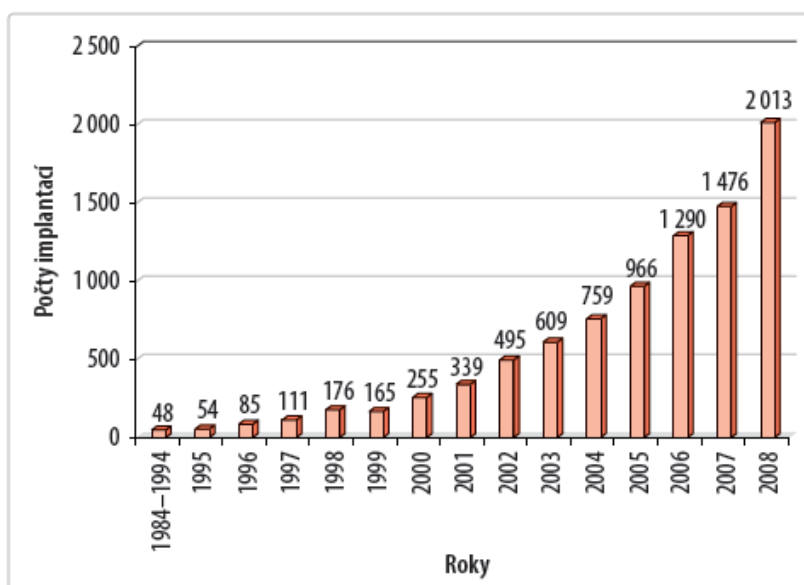
Implantabilní defibrilátory - ICD. Filozofie ICD vychází z předpokladu, že se ne vždy podaří vzniku setrvalé komorové tachykardie nebo fibrilace komor zabránit. Pokud se již u nemocného taková arytmie objeví, skončí bez léčby prakticky vždy fatálně. Dojde rychle k hemodynamickým projevům, zhroucení krevního oběhu a smrti nemocného. Ukázalo se, že zdaleka nejúčinnějším a prakticky jediným spolehlivým postupem je okamžité ukončení arytmie pomocí defibrilace. To je již dlouho známo z koronárních jednotek a využitím externích defibrilací tento postup zabránil náhlé smrti v prvních hodinách po srdečním infarktu.

Díky technickým možnostem byly postupně vyvinuty implantabilní defibrilátory - ICD. Jsou to vlastně kombinace kardiostimulátoru a vlastního defibrilátoru. Je tedy schopen, za pomoci velmi složitěho vnitřního algoritmu detekovat komorovou tachykardii nebo fibrilaci komor a je schopen tuto arytmii zrušit elektrickým výbojem obvykle o energii kolem 20 J. Po tomto výboji může následovat bradykardie, zde se uplatní funkce kardiostimulátoru.

[12]

Novější generace ICD jsou schopny nejen provést detekci a výboj, ale podle nastavení mohou při detekci komorové tachykardie uplatnit i antitachykardický program, kdy pomocí rychlé stimulace arytmií zruší. Výboj pak přístroj vydá až v situaci, kdy se overdrive nepodaří. Tím se šetří energie přístroje a pacient není vystaven výboji, který někdy nepříjemně vnímá. Klíčovým momentem správné funkce ICD je časná detekce arytmiie - čím dříve je výboj proveden, tím je větší šance na úspěch. Implantace ICD se postupně zjednodušila, dnes je na úrovni implantace pacemakeru, navíc je vlastně jen testování správné funkce přístroje, tedy indukce fibrilace komor a její zrušení výbojem. Výboj v počtech implantací ICD v České republice zachycuje obr.5. Díky použití nových technologií se výrazně zmenšila velikost přístrojů a je možné je dnes implantovat do subklavikulární oblasti, stejně jako kardiostimulátory. Také doba životnosti přístrojů se výrazně prodloužila, je ale pochopitelně závislá na počtu výbojů.

[12]



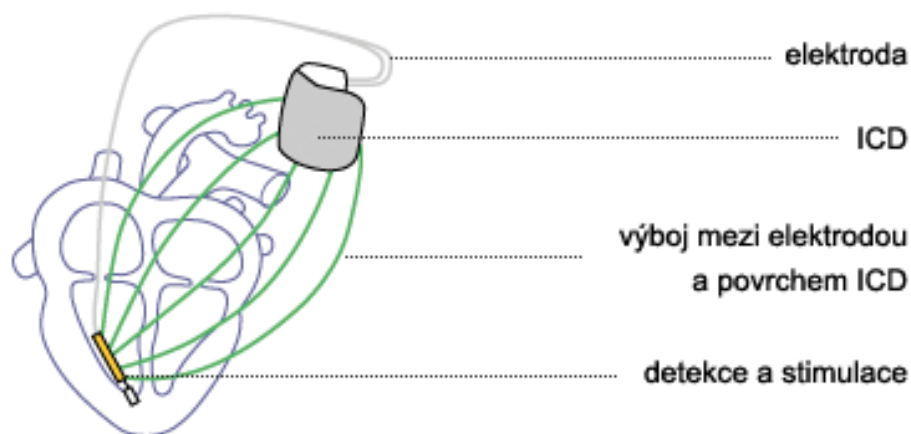
Obr.5 Počty implantací ICD v ČR (implantace i výměny) [13]

2.3.2 Princip implantabilního defibrilátoru

ICD (Implantable cardioverter-defibrillator) je typ defibrilátoru, který dokáže detekovat nebo rozpoznat život ohrožující arytmiie a dokáže je přerušit a to buď výbojem elektrického proudu, nebo rychlou stimulací srdce. V dnešní době již tyto přístroje dovolují implantaci podobně jako implantace kardiostimulátoru. Tyto přístroje krom toho, že umí odstraňovat život ohrožující arytmiie, dokážou léčit i srdeční selhání a to stimulací obou komor. Podkladem náhlého srdečního selhání je při tom až v 85% případů rychlý srdeční rytmus pocházející ze svaloviny komor. Buď jde o tzv. fibrilaci komor, nebo o rychlou komorovou tachykardii. Objevení se jedné nebo druhé arytmiie má za následek velmi rychlé nebo nekoordinované stahování srdce, a tím pádem nedostatečné pumpování krve do celého těla.

Tomuto stavu říkáme zástava krevního oběhu. Pokud nedojde během několika minut k přerušení arytmie, postižený umírá.

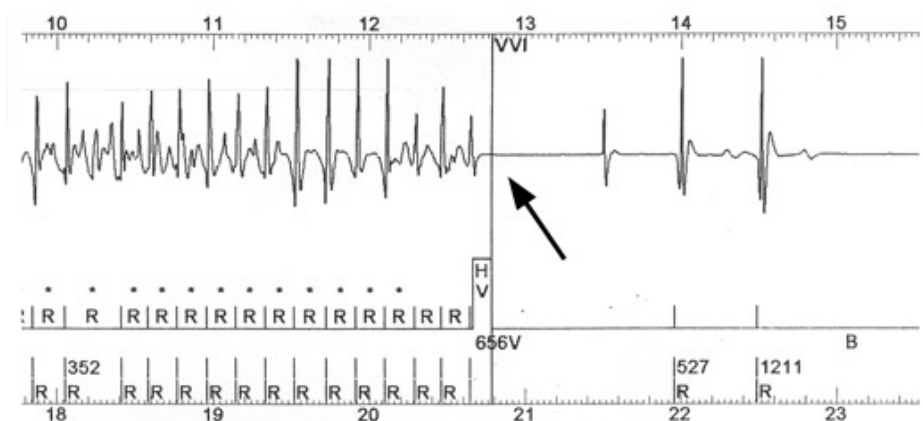
[5]



Obr.6 Systém přístroje ICD [9]

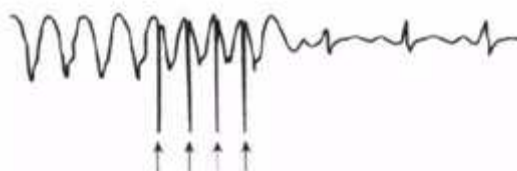
Celý systém se skládá z vlastního přístroje a z jedné nebo dvou ohebných elektrod zavedených přes podklíčkovou žílu do srdce. Uvnitř přístroje je baterie, mikroprocesor zpracovávající veškeré informace a příslušné elektrické okruhy. ICD sleduje nepřetržitě elektrickou aktivitu srdce. Při pomalém srdečním rytmu funguje jako kardiostimulátor a udržuje pravidelnou srdeční akci o předem nastavené frekvenci. V případě vzniku rychlého, život ohrožujícího rytmu, zahájí během několika vteřin příslušnou léčbu. Existují 3 druhy takové elektrické léčby rychlých srdečních rytmů. Rychlá stimulace srdce, výboj o nízké energii, výboj o vysoké energii. V případě, že přístroj zachytí pomalejší komorovou tachykardii, začne vydávat krátké impulzy o frekvenci rychlejší než sama arytmie. Tyto elektrické impulzy, vedou v mnoha případech k přerušení komorové tachykardie. Pokud nedojde tímto způsobem k obnovení normálního srdečního rytmu, přístroj vydá elektrický výboj. Při rychlé komorové tachykardii nebo fibrilaci komor je výboj aplikován ihned po zjištění poruchy srdečního rytmu. Po přerušení arytmie sleduje ICD dále srdeční činnost.

[5]



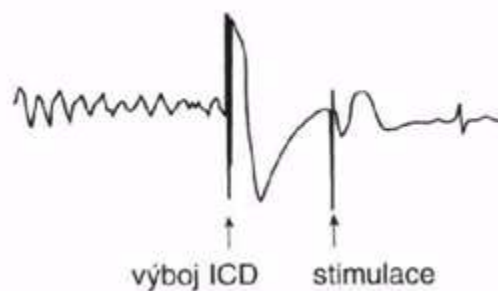
Obr.7 Přerušení závažné komorové tachykardie (šipka) výbojem ICD [5]

Znázornění činnosti ICD při detekování VT ukončenou salvou extrastimulů obr.8.



Obr.8 Komorová tachykardie [14]

Znázornění činnosti ICD při detekování VF ukončenou výbojem a zároveň u prvního stahu stimulací obr.9.



Obr.9 Komorová fibrilace [14]

2.3.3 Implantabilní defibrilátor Cognis 100-D

Toto zařízení vážící méně než 80 gramů se implantuje obvykle pod prsní sval nebo jen pod kůži obvykle do podklíčkové oblasti. Je vybaveno vlastní baterií, které napájí mikroprocesor vyhodnocující srdeční rytmus a které zároveň vydávají v případě léčby elektrický impulz. Jak snímání, tak stimulace je podávána přes jednu nebo dvě elektrody zavedené do svalu srdce. Využívá výboj s relativně nízkou energií max. 41J. Protože je výboj vydán zevnitř, potřebuje ICD pouze desetinovou energii oproti zevnímu defibrilátoru.



Obr.10 Implantabilní defibrilátor COGNIS 100-D [10]

Tento model obsahuje telemetrii ZIP s jmenovitou frekvencí RF 869,85MHz.

Technická data materiálu jsou uvedena níže:

- Pouzdro: hermeticky uzavřené, titan
- Hlavice: polymer pro implantáty
- Napájecí zdroj: Článek na bázi lithia-oxidu manganičitého: Boston Scientific 401988

[7]

Terapie:

Tato řada pulzních generátorů jsou malé, tenké přístroje s fyziologickým tvarem, který minimalizuje velikost kapsy a přispívá k minimalizaci migrace přístroje. Pulzní generátory této řady umožňují širokou škálu terapií, k nimž patří:

- Terapie komorové tachykardie, která se používá k léčení rytmů souvisejících s náhlou srdeční smrtí
- Srdeční rysynchronizační terapie, kterou se léčí srdeční selhání desynchronizací kontrakcí komor za použití biventrikulární elektrické stimulace
- Antibradykardická stimulace včetně funkcí adaptivní frekvence, k detekci a terapii bradyarytmií a k podpoře srdečního rytmu po defibrilační terapii

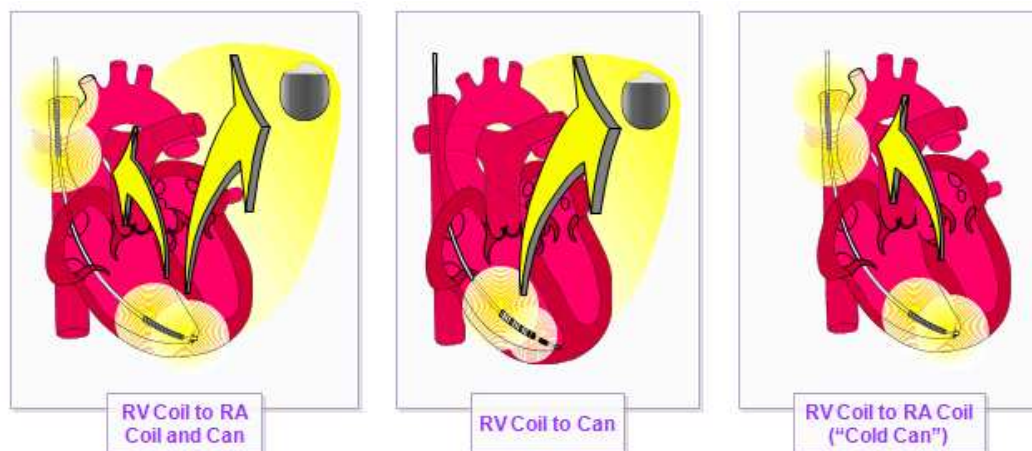
Terapie defibrilací zahrnuje:

- škálu výbojů s nízkou nebo vysokou energií za použití bifázické vlny

Možnost volby několika vektorů výboje:

- Od distálního pólu výbojové elektrody k proximálnímu pólu výbojové elektrody a k pouzdru pulzního generátoru (elektrodový systém TRIAD)
- Od distálního výbojového pólu elektrody k proximálnímu výbojovému pólu elektrody (RV Coil to RA Coil)
- Od distálního pólu výbojové elektrody k pouzdru pulzního generátoru (RV Coil to Can)

[7]



Obr.11 varianty výbojů [11]

Pulzní generátor má nezávisle programovatelné výstupy a je kompatibilní s následujícími elektrodami:

- Jedna IS-1 síňová elektroda
- Jedna stimulační/snímací elektroda IS-1 do koronárního řečiště
- Jedna stimulační/snímací elektroda LV-1 určená pro koronární žíly
- Jedna DF-1/IS-1 elektroda pro kardioverzi/defibrilaci
- Jedna karioverzní/defibrilační elektroda GDT-LLHH s vícepólovým konektorem

Technické specifikace:

Model	Rozměry (Š*V*H)	Objem (cm ³)	Hmotnost (g)	Typ konektoru	Plocha povrchové elektrody pouzdra (mm ²)
P107	6,17*7,95*0,99	32,5	72	RA: IS-1, RV: IS-1/DF-1, LV: IS-1	6670

Tab.1 Technické specifikace [7]

3 Seznámení s programátorem pro defibrilátory

3.1 Programátor/Záznamové zařízení/Monitor PRM model 3120

Model 3120 PRM je přenosný systém řízení srdečního rytmu, určený k použití implantabilními pulsními generátory Guidant. PRM komunikuje s pulsními generátory Guidant telemetricky prostřednictvím sterilizované sondy Guidant Model 6577 a provádí následující funkce:

- Interaguje programovatelný pulsní generátor.
- Programuje parametry k detekci a terapii pro implantabilní pulsní generátor Guidant.
- Zobrazuje, zaznamenává a ukládá pacientovy údaje a umožňuje lékaři vyhodnotit alternativní předepsané módy.
- Ukládá pacientovy údaje, které mohou být vyvolány později pro analýzu při pacientově návštěvě.
- Tiskne zprávy, které poskytují podrobné údaje o funkcích pulsního generátoru, uložených pacientových údajích a výsledcích zkoušek.
- Dovoluje lékaři provádět zkoušky v elektrofyzilogické laboratoři, na operačním sále, na pohotovostní ambulanci nebo u pacientova lůžka.



Obr.13 Programátor/Záznamové zařízení/Monitor (PRM) model 3120

PRM poskytuje bez telemetrie využití jako displej a záznamové zařízení elektrokardiogramu. Má možnost souběžně tisknout prostřednictvím vnitřní tiskárny/ záznamového zařízení v reálném čase povrchové EKG a telemetricky předávané signály (intrakardiální elektrogramy a markery událostí)

[6]

3.1.1 Vybavení PRM 3120

Hlavní části PRM:

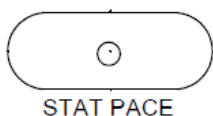
- Funkční klávesy PRM včetně PROGRAM, STAT PACE, STAT SCHOCK, DIVERT THERAPY a INTERROGATE.
- Funkční klávesy tiskárny/záznamu, včetně rychlosti papíru, kalibrace, nastavení nulové úrovně a vládání papíru.
- Dotyková obrazovka s připevněným snímacím hrotem.
- Barevná obrazovka displeje.
- Mechanika floppy disku.
- Vnitřní harddisk (6GB).
- Vysokorychlostní čtyřpalcová 110mm (4 in) termo tiskárna/záznamové zařízení.
- Připojení pro případnou externí tiskárnu.
- USB port pro instalaci software.
- ZIP telemetrie, která je komunikačním řešením prováděným bez sondy obousměrnou rádiovou komunikací, umožňuje systému PRM komunikovat s pulsním generátorem.

[6]

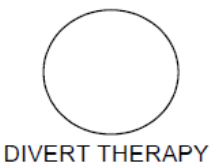
3.1.2 Ovládání PRM 3120

Grafické prostředí, které máme k dispozici při ovládání PRM se liší podle typu pulsního generátoru a jeho softwarového vybavení. Nicméně význam funkčních kláves PRM je striktně dán a je důležité znát jejich význam.

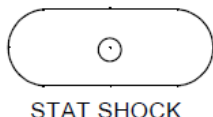
Význam funkčních kláves:



Stiskněte STAT PACE při telemetrické komunikaci s pulsním generátorem, abyste naprogramovali předem určené parametry pro nouzovou bradykardickou stimulaci.



Stiskněte DIVERT THERAPY při telemetrické komunikaci s pulsním generátorem, abyste přerušili tachykardickou terapii.



Stiskněte STAT SHOCK při telemetrické komunikaci s pulsním generátorem, abyste naprogramovali předem určené vysokoenergetické parametry pro nouzovou aplikaci výboje.

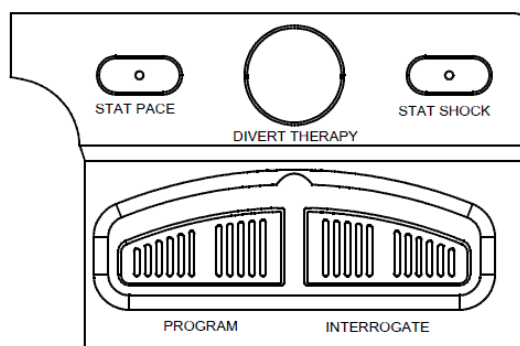


Stiskněte PROGRAM při telemetrické komunikaci s pulsním generátorem, abyste do pulsního generátoru přenesli nové hodnoty parametrů.



Stiskněte INTERROGATE při telemetrické komunikaci s pulsním generátorem, abyste získali informace, které jsou uloženy v paměti pulsního generátoru.

Obr.14 Význam funkčních kláves [6]



Obr.15 Uspořádání funkčních kláves na PRM [6]

Příslušenství systému:

- Anténa Model 3123
- Souprava příslušenství Model 3130
- Přívodní el. šňůra Model 2903
- Sterilizovatelná telemetrická sonda Model 6577
- Disky na patientské údaje Model 6627
- Patientský kabel povrchového EKG Model 6751
- Papír do tiskárny Model 6979
- Souprava příslušenství Model 6809
- Kabel řízení-stimulátor Model 6892
- Kabel pro externí záznam Model 6924
- EKG-BNC vedlejší kabel Model 6629
- Adaptéry kabelu stimulačního vstupu Model 6930
- Adaptér zvuk-BNC Model 6934
- VGA kabel Model 6977

[6]

3.1.3 Programovací systém ZOOM LATITUDE

Programovací systém ZOOM LATITUDE, který je externí částí systému pulsního generátoru Cognis 100-D Model P107 v sobě zahrnuje PRM Model 3120, Softwarovou aplikaci ZOOMVIEW Model 2868 a telemetrickou hlavu Model 6577 jako přídavné příslušenství.

Software ZOOMVIEW poskytuje moderní způsob programování zařízení a monitorování pacienta. Jeho hlavní úkoly jsou:

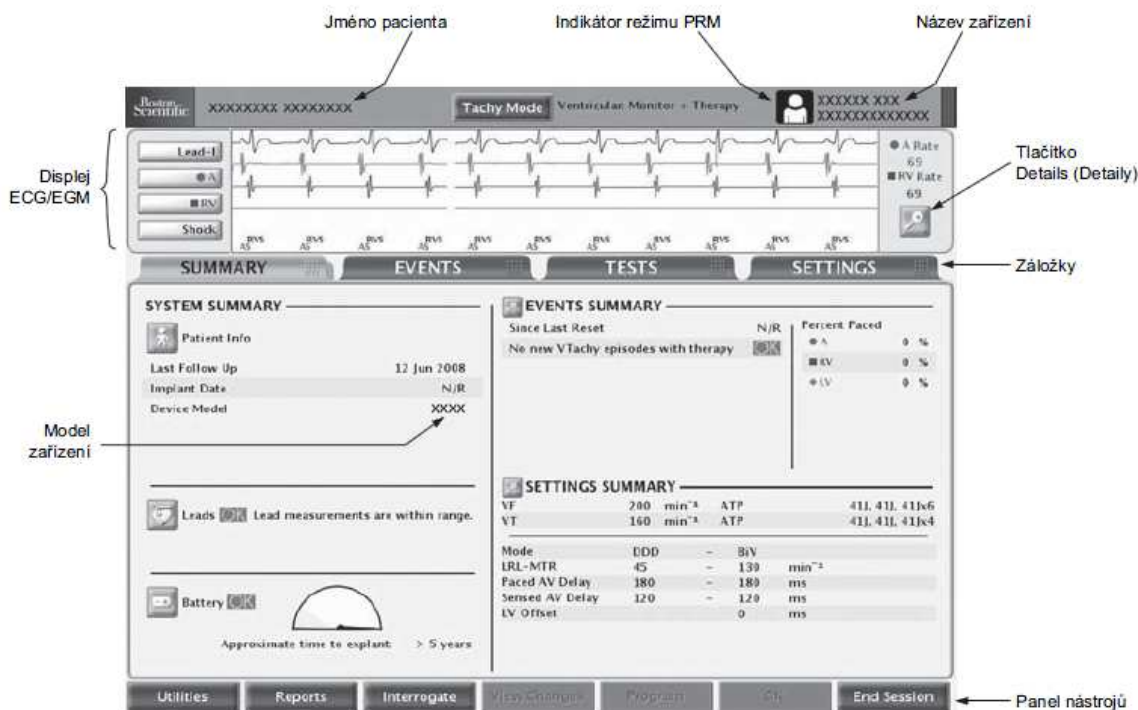
- Rozšíření programovatelnosti zařízení
- Zdokonalení monitorování pacienta i zařízení
- Zjednodušení a zrychlení úkonů při programování a monitorování

Pomocí systému PRM lze provádět následující operace. Přezkoušet funkčnost pulsního generátoru. Programovat pulsní generátor pro zajištění různých možností terapie. Možnosti přístupu k diagnostickým funkcím pulsního generátoru. Provádění neinvazivních diagnostických zkoušek. Přístup k datům historie terapie. Dále pak přístup k interaktivnímu režimu demonstrace bez přítomnosti pulsního generátoru. Programování pulsního generátoru lze provést dvěma způsoby. A to buď automaticky pomocí IBP nebo ručně.

[7]

3.1.4 Grafické prostředí PRM softwarové aplikace pulsního generátoru

PRM komunikuje s pulsním generátorem pomocí telemetrické hlavy. Po inicializaci komunikace telemetrické hlavy a pulsního generátoru se objeví hlavní okno softwarové aplikace ZOOMVIEW.



Obr.16 Hlavní okno [7]

Hlavní okno je přehledně rozděleno na specifické části. Tyto části obsahují údaje jako jsou například údaje o pacientovi, indikátor režimu PRM, model pulsního generátoru, EKG/EGM displej, informace o elektrodách, stav baterie, přehled nastavení, záložky pro přístup konfigurace nastavení přístroje, panel nástrojů.

Oblast okna displej EKG/EMG ukazuje v reálném čase stavové informace o pacientovi a pulsním generátoru. Tyto informace jsou užitečné k vyhodnocení funkce systému. EGM v reálném čase lze přenášet ze stimulačních/snímacích nebo z výbojových pólů elektrod a vyhodnocovat integritu elektrod, což pomáhá při identifikování závad, jako je zalomení elektrody, porušení izolace nebo uvolnění součástí. Pro větší přehlednost lze okno EKG/EGM lze zvětšit výběrem tlačítka Details. Oblast panelů nástrojů umožňuje provádět úkony jako je výběr systémové utility, generování zpráv, přezkoušení a programování pulsního generátoru, zobrazení připravených nebo naprogramovaných změn, zobrazení upozornění a varování nebo ukončení relace PRM.

[7]

Oblast záložek je velmi důležitá neboť nabízí výběr úkolů PRM jako je například zobrazení souhrnných dat nebo konfigurace nastavení přístroje. Vše se provádí pomocí karet. Výběrem karty se zobrazí příslušné okno. Mnohá okna obsahují další karty, jimiž lze zpřístupnit podrobnější nastavení a další informace. Okna a dialogová okna v celé aplikaci obsahují tlačítka. Pomocí tlačítek lze provádět úkony k získání podrobných informací, úkony k zobrazení detailů nastavení nebo nastavování programovatelných hodnot. Výběrem ikon s grafickými prvky se iniciuje určitá aktivita, zobrazí se seznamy či možnosti změnit zobrazenou informaci. Např. oblast ikony pacient otevře okno

obsahující podrobné informace o pacientovi. Taktéž ikona elektrody zobrazí okno s podrobnými informacemi o elektrodách nebo ikona baterie zobrazí informace o stavu baterie pulsního generátoru. [7]

3.1.5 Význam anotačních markerů

Anotační markery se vyskytují v oblasti okna EKG/EGM. Anotované markery událostí identifikují určité vlastní srdeční události a události související s přístrojem a poskytují informace o snímaných/stimulovaných událostech, rozhodnutí o detekčních kritériích a aplikaci terapie. Jsou to v podstatě písemné zkratky tedy označení toho, jak dané snímané signály vnímá přístroj. Význam těchto anotačních markerů lze dostat z programátoru PRM a to kliknutím na tlačítko Reports (zprávy) na panelů nástrojů. Zaškrtnutí políčka Marker Legend (popiska markeru) a stisknutí tlačítka Print (tisk). Zde uvádím demonstrační výpis, některých z nich.

Anotační markery a jejich význam:

- AS (Atrial Sense) snímání síní
- AP (Atrial Pace) stimulace síní
- RVS (Right Ventricular Sense) snímání pravé komory
- RVP (Right Ventricular Pace) stimulace pravé komory
- LVS (Left Ventricular Sense) snímání levé komory
- LVP (Left Ventricular Pace) stimulace levé komory
- AN (Atrial Rate Noise) šum síně
- RVN (Right Ventricular Rate Noise) šum pravé komory
- LVN (Left Ventricular Rate Noise) šum levé komory

[7]

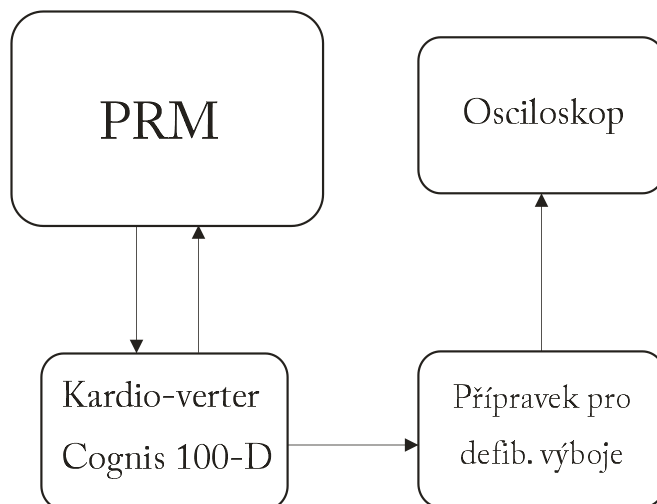
4 Návrh a realizace měření parametru implantabilního defibrilátoru

4.1 Návrh měřicího řetězce

Pro měřicí účely použijeme programátor PRM model 3120, pomocí něhož naprogramujeme ICD. Naším úkolem bude na programátoru PRM nastavovat jednotlivé výboje v rozsahu (0,1 – 41J). Jelikož amplituda takového výboje dosahuje při max. výboji, až několik stovek volt je důležité toto napětí snížit a to na měřitelné hodnoty (0-10V). Proto je důležité při měření dodržovat bezpečnost zejména pak v místě připojení elektrody s měřícím přípravkem. Kde by v případě nevhodného zacházení mohlo dojít k úrazu elektrickým proudem. Pro měření defibrilačních výbojů byl použit ICD Cognis 100-D Model P107. Pro záznam a vyhodnocení naměřených výbojů byl použit osciloskop TEKTRONIX TPS 2024.

Měřicí řetězec pro měření defibrilačních výbojů se skládá ze 4 hlavních částí:

- PRM programátor Model 3120
- ICD kardioverter-defibrilátor Cognis 100-D Model P107
- Přípravek pro měření defibrilačních výbojů
- Osciloskopu TEKTRONIX TPS 2024



Obr.17 Hlavní části měřicího řetězce

Funkci a význam programátoru PRM a ICD jsme si již vysvětlili v předchozích kapitolách. Nyní se budeme věnovat přípravku pro měření defibrilačních výbojů.

4.1.1 Přípravek pro měření defibrilačních výbojů

Hlavní funkcí tohoto přípravku je snížit amplitudu defibrinačního výboje a to na měřitelné hodnoty (0-10V). Obvod je řešen jako oporový dělič, opatřen ochrannými prvky v případě poruchy. Napětí na vstupu je sníženo a to v poměru napěťového děliče.

Ochranné prvky obvodu:

Ochranné prvky

- D1,D2 - Zenerova dioda BZX83V010
- Varistor - VCR07D330KAR
- Pojistka - Proudová vratná pojistka PolySwitch PRFA.010 PTC Schurter 100mA

Prvky děliče napětí pak jsou:

Rezistory

- R3 - RR 10k odpor metal. 0,6W
- R1,R2 - RR W1 1R - odpor metal.1W
- R4 - RR W10-56R - Rezistor metaloxidový 10W

Konektory:

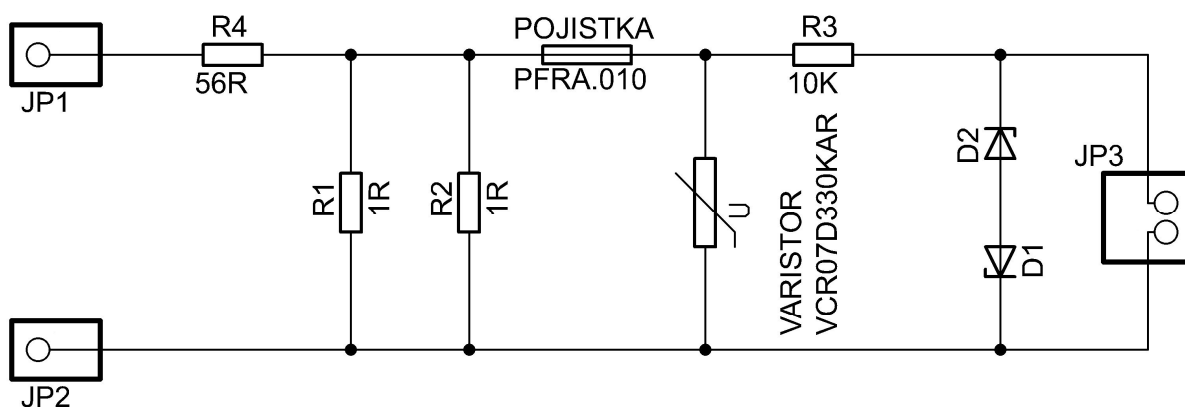
Vstup

- JP1,JP2

Výstup

- JP3

Schéma zapojení měřícího přípravku



Obr.18 Schéma přípravku

Úkolem tohoto přípravku je snížit defibrilační výboj a to v poměru dělicího napětí. Hlavní podíl napětí se rozloží na výkonovém odporu R4, při čemž napětí na odporech R1,2 je již vhodné pro měřící účely.

Obvod je opatřen ochrannými prvky z důvodu bezpečnosti a snížení rizik průrazu vysokého vstupního napětí na výstup JP3. Jedním z těchto ochranných prvků je varistor ten slouží jako ochrana v případě poškození odporu R1 respektive R2. V takovém případě by se plné napětí mohlo dostat na výstup JP3 a poškodit tak prvek na tento výstup připojený. Varistor byl zvolen tak, aby při napětí vyšším než 33V protékal proud právě tímto prvkem nikoliv na výstup. Další ochranný prvek je vratná pojistka, která slouží jako proudová ochrana. Vratná pojistka “Polyswitch“ je prvek na bázi polymerů. Při překročení maximálního pracovního proudu zvýší pojistka svůj odpor skokem na vysokou hodnotu a tím dojde k přerušení nepřipustné hodnoty proudu v elektrickém obvodu. Ke zvýšení vnitřního odporu dochází na základě ohřátí substrátu pojistky procházejícím proudem. Při skokovém zvýšení vnitřního odporu pojistky dojde k praktickému rozpojení elektrického obvodu a v důsledku toho se zvýší i napětí na pojistce na hodnotu napětí zdroje. Pro udržení pojistky ve stavu vysokého odporu stačí potom velice malý udržovací proud. Jakmile dojde k přerušení udržovacího proudu, navrátí se pojistka do stavu nízkého odporu a zařízení je opět schopné další funkce. Hodnota maximálního pracovního proudu vratné pojistky je 100mA. Zenerovy diody jsou v obvodu zařazeny pro stabilizaci výstupního napětí.

Jelikož je zapotřebí usměrnit bifázický výboj je zapotřebí dvou zenerových diod. Výstup je stabilizován na napětí (0-10V). Tzn., že v případě vyššího napětí zenerovy diody podrží na výstupu právě tuto hodnotu.

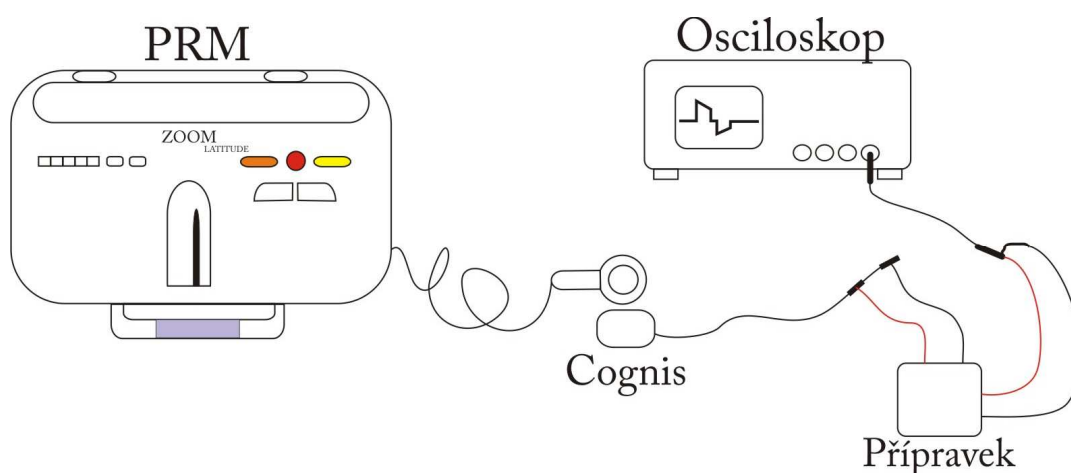


Obr.19 Měřicí přípravek

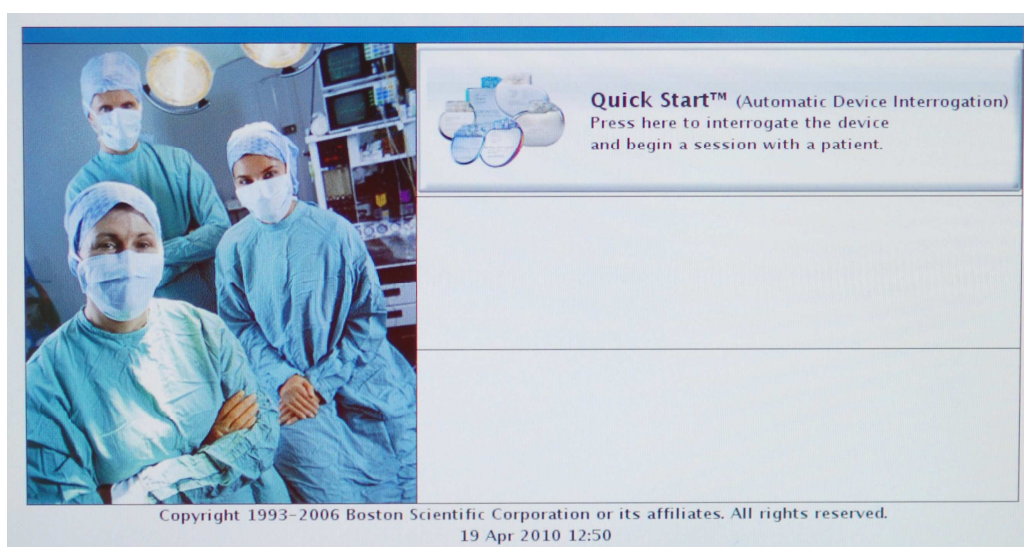
4.2 Realizace měření implantabilního defibrilátoru

4.2.1 Měření defibrilačních výbojů

Pro měření defibrilačních výbojů je třeba zapojit jednotlivé prvky dle schématu obr.20. Pro komunikační relaci mezi PRM a ICD postupujte následujícím způsobem. Přiložte telemetrickou sondu přes ICD. Připojte napájecí šňůru do systému PRM a do elektrické zásuvky. Na programátoru uveďte přepínač do polohy On. Počkejte, než se objeví úvodní okno viz. obr.21.



Obr.20 Schéma měření defib. výbojů



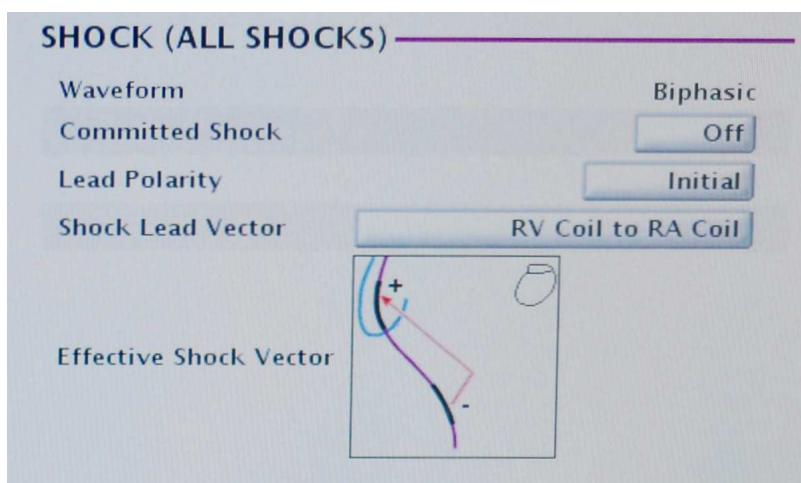
Obr.21 Úvodní okno

Připojte elektrody do jednotlivých portů pulzního generátoru a to následovně. Zaveďte defibrilační elektrodu DF-1 Distal do pulzního generátoru do portu DF-1 dle polarity na (-). Defibrilační elektrodu DF-1 proximal zaveďte do pulzního generátoru, na port DF-1 dle polarity na

(+). Elektrodu IS-1 zaveďte do pulzního generátoru do portu RV. Momentovým klíčem dotáhněte šrouby v jednotlivých portech.

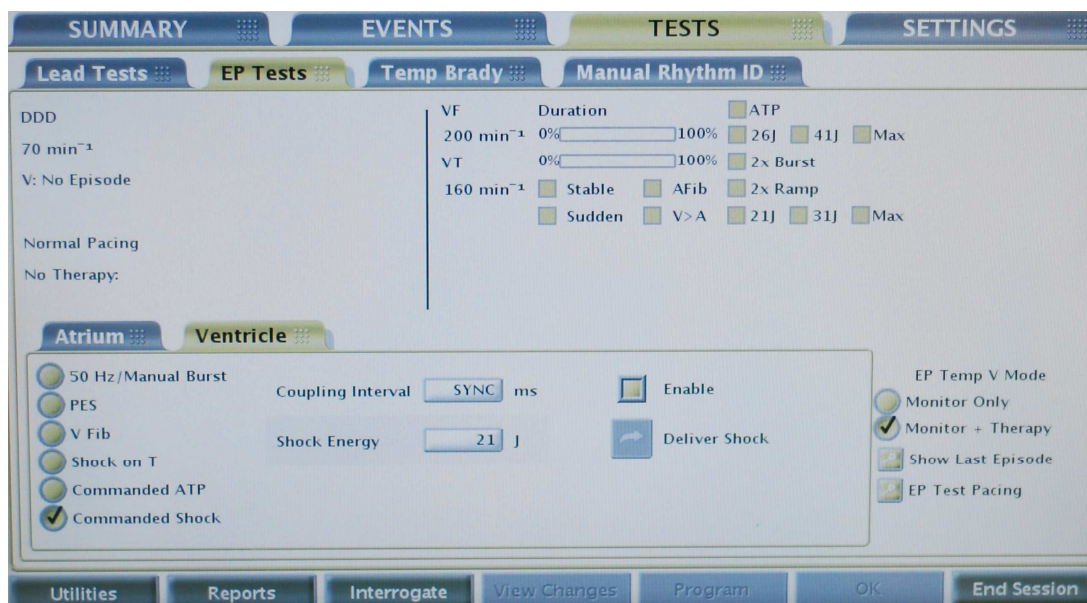
Pro připojení přípravku pro měření defibrilačních výbojů k elektrodě postupujte následovně. Vstupní konektor s vodiči a zkušebními háčky označený na měřícím přípravku "defib." připojte k elektrodě na cívky (RV, RA Coil). Zkušební hrot s háčkem (černý) připojte na RV Coil. Zkušební hrot s háčkem (červený) pak připojte na RA Coil. Výstupní konektor měřícího přípravku označený jako "karta" pak připojte k osciloskopu.

Pro automatickou identifikaci a přezkoušení ICD stiskněte tlačítko Quick Start. PRM automaticky identifikuje ICD, spustí správnou aplikaci a automaticky interoguje data. Po úspěšném navázání komunikace se objeví hlavní okno obr.16. Nejprve je důležité zjistit jaký režim má ICD naprogramován. Položka Tachy-Mode (režim tachy). Pokud je tam režim ("Off" nebo "Monitor only") je třeba ho změnit a nastavit na "Monitor + Therapy". Dále je zapotřebí v záložce SETTINGS – VENTRICULAR TACHY THERAPY SETUP nastavit variantu výboje a to na RV Coil to RA Coil. Lead Polarity nastavte na Initial. Pozor, tuto variantu nastavení vektoru výboje vždy z hlediska bezpečnosti přezkontrolujte dle obr.22.



Obr.22 Varianta vektorového výboje

Teprve po nastavení těchto parametrů můžete vyvolat výboj, ze záložky TESTS – EP TESTS - COMMANDED SHOCK, zaškrtněte COMMANDED SHOCK viz. obr.23. Vyberte Coupling interval (vazebný interval) a energii v rozsahu (0,1-41J). Pak zaškrtněte Enable a následně Deliver.



Obr.23 Okno pro vyvolání výbojů

Pomocí osciloskopu pak zaznamenejte průběh defibrinačního výboje.

4.2.2 Měření impedance výbojové elektrody

Měření impedance výbojové elektrody nevyžaduje změnu zapojení měřicího řetězce. Ponechte proto jednotlivé prvky měřicího řetězce zapojené dle obr.20. Impedance výbojové elektrody je důležitý měřitelný parametr, proto si objasníme jeho význam.

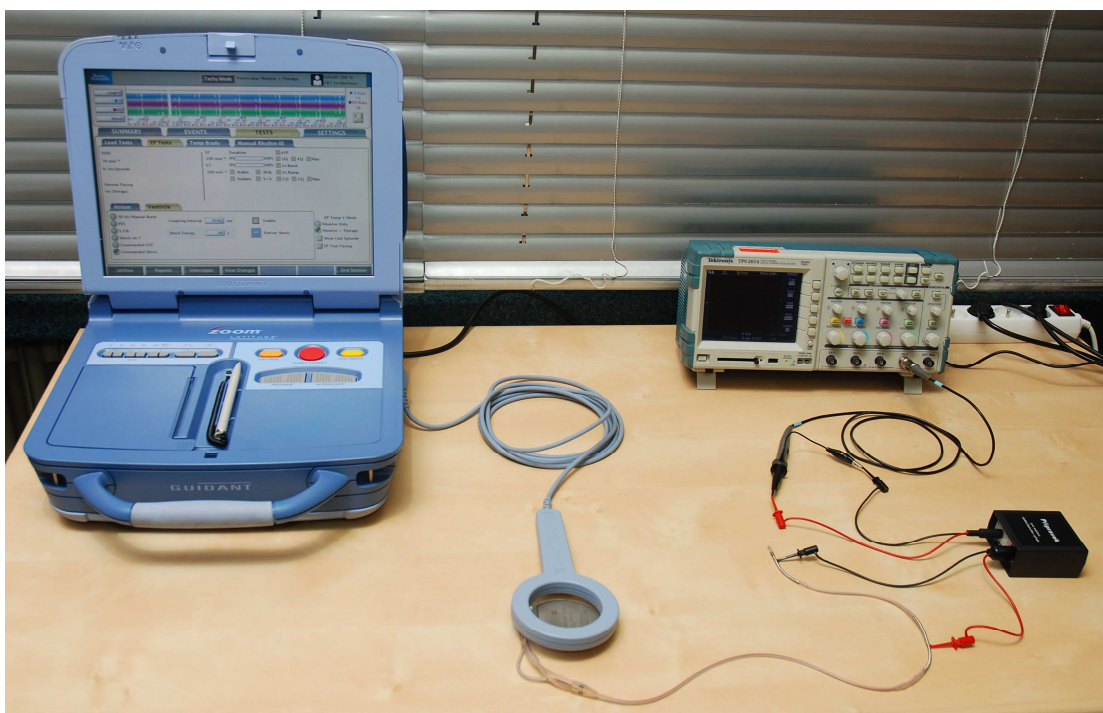
Impedance měřené přístrojem jsou vlastně vstupními impedancemi tkání z pohledu přístrojových svorek. Měří se to jednak proto, aby se ověřilo dobré připojení konektorů elektrod k přístroji, dále také aby se zamezilo umístění stimulačních pólů v oblasti elektricky nevhodných (jizvy), je to dále ukazatel stálosti kardiostimulačních parametrů a také je to významný ukazatel poruchových stavů elektrod (vysoká impedance může znamenat rozlomení vodiče elektrody, nízká zase svědčí pro poškození izolace elektrody).

U defibrilačních výbojových pólů je hodnota impedance v řádku desítek Ohmů (30 - 90 Ohmů). Výbojovou impedanci elektrody zjistíme v záložce TESTS – LEAD TESTS stisknutím tlačítka SHOCK IMPEDANCE

5 Provedení měření a testů

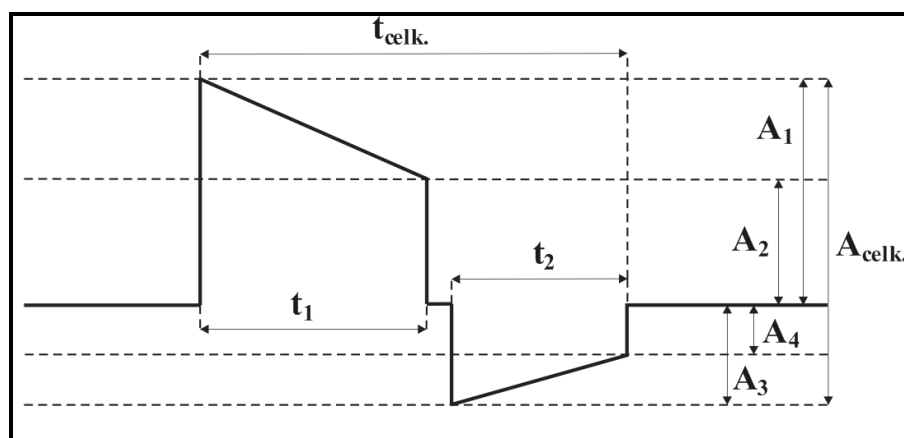
5.1 Výsledky měření defibrilačních výbojů

Před provedením samotného měření je důležité, z hlediska bezpečnosti a záznamu získaných dat prověřit zapojení obvodu měřicího řetězce a zkontrolovat nastavení programátoru PRM. Zejména pak nastavení varianty výbojového vektoru a správné připojení zkušebních háčků k cívkám elektrody. Defibrilační výboje byly nastavovány a měřeny postupně v rozsahu (0,1-41J). Pro záznam a vyhodnocení měřených výbojů byl použit osciloskop TEKTRONIX TDS 2024. Výboje byly zachyceny na osciloskopu pomocí funkce trigger, nastavení časové základny na 5ms. Vertikální rozsah byl měněn podle velikosti nastaveného výboje a to v rozsahu (200m-2V). Pro ilustraci samotného měření uvádím obr.24.



Obr.24 Ilustrace měření

Při měření výbojů byly zaznamenány údaje o velikosti jednotlivých úrovní amplitudy a jednotlivých velikostí šířky impulsu. Výsledky měření jednotlivých úrovní amplitudy jsou uvedeny v tabulce tab.2. Výsledky jednotlivých velikostí šířky impulsu jsou pak uvedeny v tabulce tab.3. Pro přehlednost měřených údajů uvedených v tabulkách tab.2 a tab.3 poslouží obr.25, který uvádí jednotlivé měřené úrovně. Naměřenou impedanci pak uvádí tabulka tab.4



Obr.25 Měřené parametry výboje

5.1.1 Měření amplitudy

Biphasic	Amplituda				
Shock Energy [J]	A_1 [V]	A_2 [V]	A_3 [V]	A_4 [V]	Acelk. [V]
0,1	0,36	0,194	0,184	0,128	0,544
0,3	0,624	0,304	0,288	0,176	0,904
0,6	0,88	0,4	0,38	0,24	1,26
0,9	1,08	0,46	0,46	0,28	1,56
1,1	1,2	0,48	0,48	0,28	1,7
1,7	1,5	0,64	0,62	0,38	2,12
2	1,58	0,7	0,66	0,4	2,22
3	1,96	0,8	0,8	0,44	2,72
5	2,56	1	1	0,56	3,56
6	2,76	1,12	1,12	0,68	3,84
7	2,96	1,24	1,2	0,72	4,16
9	3,4	1,4	1,4	0,8	4,76
11	3,84	1,6	1,44	0,88	5,2
14	4,16	1,76	1,68	0,88	5,92
17	4,72	1,92	1,76	0,96	6,4
21	5,2	2,16	2	1,12	7,12
23	5,52	2,16	2,16	1,2	7,52
26	5,92	2,32	2,32	1,36	8,08
29	6,16	2,4	2,4	1,44	8,4
31	6,32	2,48	2,48	1,44	8,72
36	6,88	2,64	2,64	1,6	9,36
41	7,6	3	2,8	1,6	10

Tab.2 Naměřené hodnoty amplitudy

Záznam z měření amplitudy měřený pomocí kurzorů na osciloskopu zachycuje obrázek obr.26. Amplituda byla proměřena pro jednotlivé úrovně, dle obrázku obr.25 a hodnoty zaznamenány do tabulky tab.2.



Obr.26 Měření amplitudy na úrovni A1 při výboji 21J

Obrázek obr.26 zobrazuje úroveň amplitudy A1 o velikosti 5,2V při výboji 21J nastaveném na programátoru PRM.

5.1.2 Měření šířky impulzu

Biphasic	Šířka pulsu		
Shock Energy [J]	t_1 [ms]	t_2 [ms]	$t_{\text{celk.}}$ [ms]
0,1	5,2	3,6	9,8
0,3	6	4	11
0,6	6,4	4,2	11,6
0,9	6,6	4,4	12
1,1	7	4,6	12,6
1,7	6,8	4,4	12,2
2	6,6	4,6	12,4
3	7,2	4,8	13
5	7,2	4,8	13
6	7,2	4,6	12,8
7	7	4,8	12,8
9	7,2	4,8	13
11	7,4	5	13,4
14	7,4	5	13,4
17	7,6	5	13,6
21	7,6	5,2	13,8
23	7,8	5,2	14
26	7,6	5	13,8
29	7,8	5,4	14,2
31	7,8	5,4	14,2
36	8	5,4	14,4
41	8	5,6	14,6

Tab.3 Naměřené hodnoty šířky pulsu

Záznam z měření šířky impulzů měřený pomocí kurzorů na osciloskopu zachycuje obr.27. Hodnoty velikosti šířky impulzu byly proměřeny pro jednotlivé celky dle obr.25 a hodnoty zaznamenány do tabulky tab.3



Obr.27 Měření šířky pulzu velikost t1 při výboji 21J

Obrázek obr.27 zobrazuje velikost šířky pulzu t1 o velikosti 7,6ms při výboji 21J nastaveném na programátoru PRM.

5.1.3 Měření výbojové impedance

Skutečná hodnota impedance byla změřena pomocí multimetru ESCORT 3146A. Jedná se v podstatě o vstupní odpor měřicího přípravku. Naměřená hodnota impedance je pak údaj, který naměřil programátor PRM.

Impedance	Ohm[Ω]
Skutečná	58,886
Naměřená	66

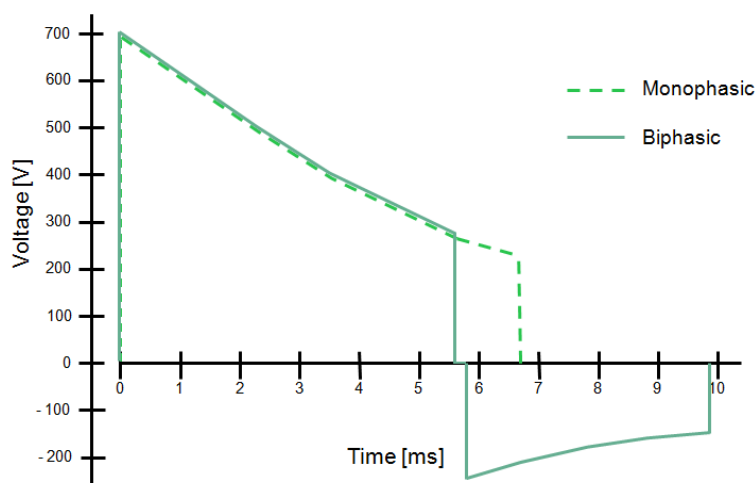
Tab.3 Naměřená hodnota impedance

Skutečná velikost impedance respektive vnitřní vstupní odpor měřicího přípravku měřené pomocí multimetru ESCORT 3146A odpovídá hodnotě 55,886 ohmů. Rozdíl mezi skutečnou hodnotou impedance a naměřenou hodnotou je 7,114 ohmů.

6 Zhodnocení získaných výsledků

6.1 Zhodnocení skutečná velikost defibrinačního výboje

Pro měřicí účely defibrinačního bifázického výboje bylo zapotřebí snížit jej na měřitelné hodnoty. Skutečná velikost defibrinačního výboje resp. reálné amplitudy výboje se pohybuje v řádech několika stovek voltů. Při nejvyšším výboji tedy 41J dosahuje hodnoty 706,8V. Touto hodnotou se rozumí kladná hodnota části amplitudy měřená od nuly po nejvyšší interval tedy špičku. Skutečný výboj pro srovnání úrovně velikosti amplitudy uvádí obr.28.



Obr.28 Skutečná velikost amplitudy při výboji 41J

Díky filozofii zapojení měřicího přípravku jakožto děliče napětí lze vypočítat reálnou velikost amplitudy přenásobením změrné hodnoty amplitudy z tabulky tab.2 hodnotou dělicího poměru což je což je hodnota 93. Díky tomu lze jednoduše vypočítat jakoukoliv úroveň velikosti amplitudy. Dělicí poměr lze vypočítat dle vzorce.

$$D = \frac{U_{in}}{U_{out}}$$

Při čemž U_{in} je napětí na vstupu měřicího přípravku a U_{out} je napětí na výstupu měřicího přípravku. Dělicí poměr je zapotřebí vypočítat z okamžité hodnoty po připojení vstupního napětí U_{in} neboť dochází ke značnému zahřátí měřicího přípravku a tím i skokovému navýšení dělicího poměru.

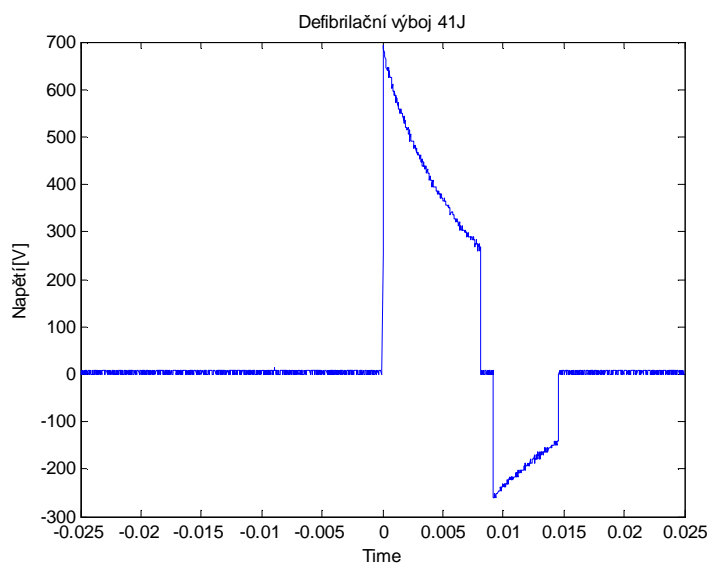
Získané výsledky reálné velikosti amplitudy výboje jsou uvedeny v tabulce tab.4.

Biphasic	Amplituda reálná velikost				
Shock Energy [J]	A ₁ [V]	A ₂ [V]	A ₃ [V]	A ₄ [V]	Acelk, [V]
0,1	33,48	18,042	17,112	11,904	50,592
0,3	58,032	28,272	26,784	16,368	84,072
0,6	81,84	37,2	35,34	22,32	117,18
0,9	100,44	42,78	42,78	26,04	145,08
1,1	111,6	44,64	44,64	26,04	158,1
1,7	139,5	59,52	57,66	35,34	197,16
2	146,94	65,1	61,38	37,2	206,46
3	182,28	74,4	74,4	40,92	252,96
5	238,08	93	93	52,08	331,08
6	256,68	104,16	104,16	63,24	357,12
7	275,28	115,32	111,6	66,96	386,88
9	316,2	130,2	130,2	74,4	442,68
11	357,12	148,8	133,92	81,84	483,6
14	386,88	163,68	156,24	81,84	550,56
17	438,96	178,56	163,68	89,28	595,2
21	483,6	200,88	186	104,16	662,16
23	513,36	200,88	200,88	111,6	699,36
26	550,56	215,76	215,76	126,48	751,44
29	572,88	223,2	223,2	133,92	781,2
31	587,76	230,64	230,64	133,92	810,96
36	639,84	245,52	245,52	148,8	870,48
41	706,8	279	260,4	148,8	930

Tab.4 Reálná amplituda výboje

Ze získaných dat vyplývá, nejvyšší hodnota amplitudy A₁ při energii výboje 41J je 706,8V. Naopak nejnižší hodnota A₁ při energii výboje 0,1J dosahuje velikosti 33,48V. Všechny ostatní úrovně reálné amplitudy lze jednoduše vyčíst z tabulky tab.4. Význam úrovní parametrů opět vychází z obrázku obr.25.

Pro získání reálného průběhu výboje bylo zapotřebí získaná data z osciloskopu ve formátu CSV, převést nejprve do programu excel a teprve potom importovat data defibrinačního výboje do programu matlab. Obr.29 zobrazuje výsledek importovaných dat defibrinačního výboje o energii 41J do programu Matlab.



Obr.29 Defibrilační výboj 41J importovaný do programu Matlab

Pro import dat z excelu do programu Matlab jsem použil následující příkaz.

```
import=ddeinit('excel','57.xls');
cas=ddereq(import,'r1c1:r2500c1');
napeti=ddereq(import,'r1c2:r2500c2');
napeti1=93.*napeti;
plot(cas,napeti1)
title('Defibrilační výboj 41J');
ylabel('Napětí[V]');
xlabel('Time');
```

6.2 Zhodnocení dodané energie a energetické ztráty

Pro výpočet energie dodané programátorem PRM byl rovněž použit program Matlab. Výsledky dodané energie při jednotlivých nastavených energiích (0,1-41J) jsou uvedeny v tabulce tab.5. Ztráty při jednotlivých nastavených výbojích vyjadřuje relativní odchylka vypočítaná ze vzorce. Kde:

$\Delta = |A - a|$ je absolutní chyba, A... je skutečná hodnota, a... je naměřená hodnota

$\delta = \frac{\Delta}{|A|}$ vyjadřuje relativní odchylku

Energie výboje [J]		Ztráty
Nastavená	Dodaná	Odchylka [%]
0,1	0,1169	16,90*
0,3	0,3134	4,47*
0,6	0,5976	0,40
0,9	0,8651	3,88
1,1	1,0126	7,95
1,7	1,6565	2,56
2	1,8752	6,24
3	2,7397	8,68
5	4,5613	8,77
6	5,4834	8,61
7	6,3683	9,02
9	8,3787	6,90
11	10,4984	4,56
14	12,4928	10,77
17	15,5076	8,78
21	19,1751	8,69
23	21,2278	7,71
26	24,5589	5,54
29	26,5573	8,42
31	28,0211	9,61
36	32,8314	8,80
41	39,741	3,07

Tab.5 Výsledky dodané energie a její odchylky

Pozn. * - v tabulce tab.5 vyjadřuje kladnou odchylku respektive energetický výboj dodaný programátorem PRM, byl vyšší než nastavená hodnota energie.

Výpočet dodané energie byl rovněž vypočítán pomocí programu Matlab a to následujícím způsobem. Z tabulky tab.4, tedy reálné velikosti amplitudy byly hodnoty použity do programu Matlab a pomocí nich a uvedeného příkazu vypočteny dodané energie.

Příkaz v Matlabu pro výpočet dodané energie.

Příklad výpočtu matlab pro 21J

$u1=200.88:1:483.6;$

$e1=(u1.^2)/59;$

$a=(\text{sum}(e1)/\text{length}(e1))*0.0078$

$u2=104.16:1:186;$

$e2=(u2.^2)/59;$

$b=(\text{sum}(e2)/\text{length}(e2))*0.0078$

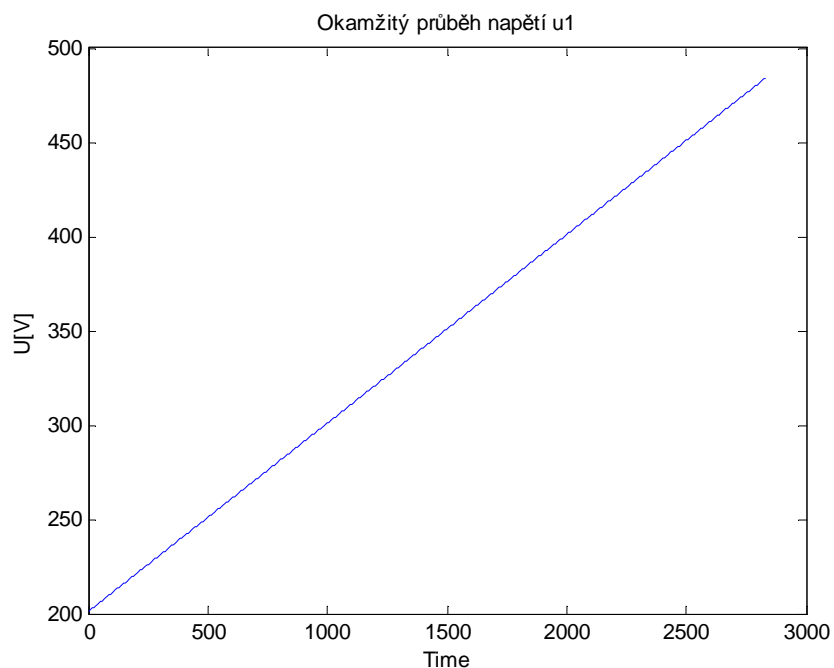
$E=a+b$

$a=16.3345$

$b=2.8406$

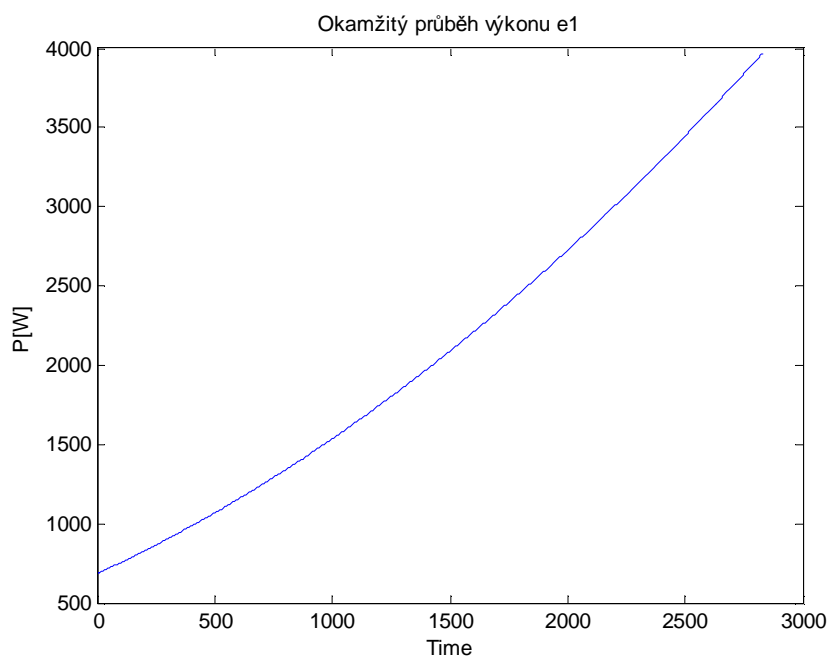
$E=19.1751$

Kde u_1 respektive u_2 je okamžitý průběh napětí. Okamžitý průběh napětí u_1 při nastavené energii 21J zobrazuje obrázek obr.30.



Obr.30 Okamžitý průběh napětí u_1

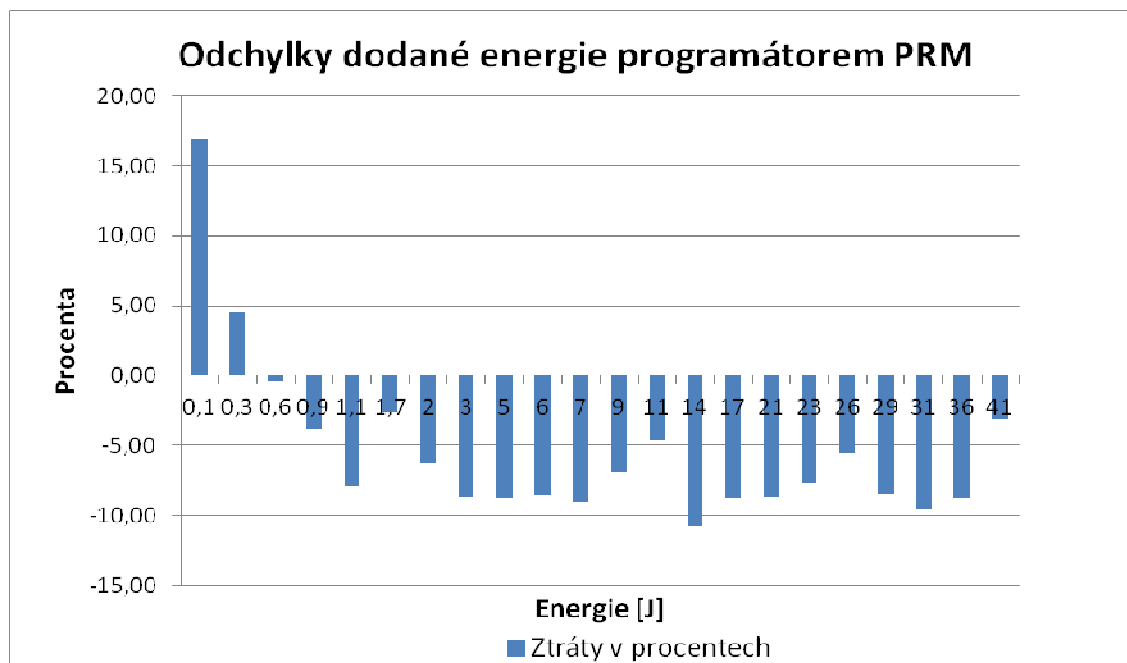
Kde e_1 respektive e_2 je okamžitý průběh výkonu. Okamžitý průběh výkonu e_1 při nastavené energii 21J zobrazuje obrázek obr.31.



Obr.31 Okamžitý průběh výkonu e_1

E pak vyjadřuje okamžitou energii signálu.

Ze získaných výsledků lze odvodit graf odchylek energií dodaných programátorem PRM.



Obr.32 Odchylky dodané energie programátorem PRM

Z grafu obrázku obr.32 pak vyplývá, že při příliš nízké energii defibrinačního výboje (0,1 a 0,3J) dodal programátor PRM energii vyšší než byla nastavená energie a to přibližně o 16,9% u energie 0,1J a u energie 0,3J o 4,47%. U dalších nastavených energií výbojů pak byly zjištěny jen ztráty, čili energie nastavená byla vyšší, než energie dodaná.

6.3 Zhodnocení naměřené amplitudy, šířky pulzu a výbojové impedance

Získaná naměřená data velikostí jednotlivých úrovní amplitudy a šířky defibrinačního výboje odpovídají požadavkům, které byly na měřicí přípravku kladeny. Účel měřícího přípravku spočíval ve snížení amplitudy defibrinačního výboje na měřitelné hodnoty (0-10V) což obvod splňuje. Nejnížší naměřená hodnota byla na úrovni amplitudy A4 při energii výboje 0,1J a to 0,128V. Naopak nejvyšší naměřená hodnota byla na úrovni amplitudy A1 při energii výboje 41J a to 7,6V.

Co se týče výbojové impedance, pak rozdíl mezi skutečnou hodnotou impedance a naměřenou hodnotou je 7,114 ohmů. Tento rozdíl může způsobovat elektroda, která může mít malou impedanci (jednotky ohmů) v našem případě 7,114 ohmů.

7 Závěr

Bakalářská práce je věnována problematice měření na implantabilním defibrilátoru. V práci jsou teoreticky popsány poznatky implantabilních zařízení jako je kardiostimulátor a kardioverter-defibrilátor ICD. Teoreticky byl popsán také přenosný programátor PRM Model 3120 jeho vybavení, ovládání a programovací systém ZOOM LATITUDE a základní seznámení s grafickým prostředím PRM softwarové aplikace pulsního generátoru Cognis 100-D Model P107. Před návrhem a realizací samotného měření bylo nutné zanalyzovat poznatky těchto implantabilních zařízení zejména pak kardioverter-defibrilátoru Cognis 100-D.

Problém měření defibrinačního výboje spočíval ve vysokém napětí, které bylo zapotřebí usměrnit pro měřicí účely. Nejprve byl navržen obvod s operačními zesilovači, ten však nevyhovoval nárokům vysokých napěťových pulzů. Řešení jak tento výboj měřit a snížit na měřitelné hodnoty splňoval, až obvod řešený jako napěťový dělič. Při práci s těmito vysokonapěťovými pulzy musel obvod zejména splňovat nároky na bezpečnost obsluhy tak i měřících přípravků k tomuto obvodu připojených. To znamenalo doplnit obvod ochrannými prvky v případě poruchy.

Dalším krokem bylo navržnutí takového měřícího řetězce, kterým by bylo možno zajistit kvalitní měření defibrilačních výbojů a z kterého by se daly, vyhodnotit naměřené výboje. Měřicí řetězec pro měření defibrilačních výbojů byl tvořen čtyřmi hlavními částmi. A to programátor PRM model 3120, kardioverter-defibrilátor (ICD), přípravek pro měření defibrilačních výbojů a osciloskop TEKTRONIX TPS 2024.

Posledním krokem bylo samotné měření defibrilačních výbojů dle měřícího řetězce, analýza a vyhodnocení získaných dat. Výsledky byly vyhodnoceny a zpracovány v programu Matlab. Měřicí přípravek splňuje požadavky pro měření defibrilačních výbojů kardioverter-defibrilátoru Cognis 100-D. Přesto je důležité při měření dodržovat maximální bezpečnost zejména pak v nastavení parametrů vektoru defibrinačního výboje na programátoru PRM a správné připojení měřícího přípravku k elektrodě kardioverter-defibrilátoru (ICD). Výstup měřícího přípravku je stabilizován, na $\pm 10V$ nabízí tedy využití k měření parametrů výbojů, na měřicí kartě. Což bych viděl jako možnost k rozšíření této bakalářské práce. Analyzovat a vyhodnocovat tak, získaná data přímo při měření.

8 Seznam použité literatury

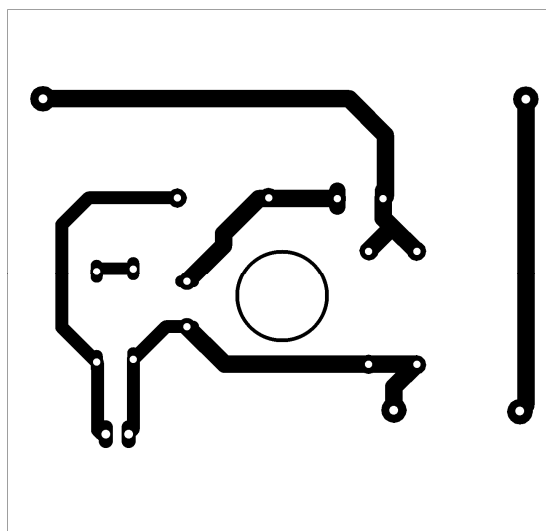
- [1] Anonymous. (2006). *Léčba poruch srdečního rytmu* [Online].
<<http://www.ikem.cz/www?docid=1004490>>
- [2] Jedličková P. (2003). *Kardiostimulace* [Online]. <<http://www.instrumentarky.cz/si/detail-studijního-materialu-kardiostimulace.html-92->>>
- [3] Penhaker, M.: *Lékařské terapeutické přístroje*, První vydání, Ostrava: VŠB-TU, 2007. 216 stran, ISBN 978-80-248-1558-9
- [4] Lukl J. *Co by měl praktický lékař vědět o kardiostimulaci*[Online].
<<http://stag.zcu.cz/fel/kae/le/kardstkl.pdf> >
- [5] Anonymous. *Implantace kardioverter - defibrilátoru (ICD)*[Online].
<<http://www.ikem.cz/www?docid=1004024>>
- [6] *Návod k obsluze ZOOM LATITUDE Programming System*. USA: Guidant Corporation, St.Paul, 2005. 42 s.
- [7] *Příručka k systému Cogis 100-D Defibrilator pro srdeční resynchronizační terapii s vysokou energií*. USA: Boston Scientific St.Paul, 2009. 318 s.
- [8] Jančár R. *Dočasná kardiostimulace* [Online].
<www.mnof.cz/oddeleni/interna2/19_docasna_kardiostimulace.doc>
- [9] Anonymous.(2007). *Defibrilátor* [Online]. <<http://www.biotronik.cz/diagter.php?id=5>>
- [10] Anonymous. (2010). *Implantable Cardioverter Defibrillator (ICD)* [Online].
<http://www.bostonscientific.com/Device.bsci?page=HCP_Overview&navRelId=1000.1003&method=DevDetailHCP&id=10106021&pageDisclaimer=Disclaimer.ProductPage>
- [11] Anonymous. *Varianty výbojů*
- [12] Herold M.(2002). *Náhlá smrt a implantabilní defibrilátory*[Online].
<<http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/nahla-smrt-a-implantabilni-defibrilatory-icd-145739>>
- [13] Bulva A. *Implantabilní kardioverter-defibrilátory před čtvrt stoletím a nyní*[Online]
<<http://www.e-corevasa.cz/data/view?id=3006> ->

- [14] Štěpánek K. *Elektroimpulsoterapie* [Online].
<<http://www.fnmotol.cz/getFile.php?fileKey=CEJVB0NUCAAdVCEZIU1VHB0MIUUMEBAVDVFWQ1VUBAVGQ1VCXgQFBERIREJHZQ==&lang=cz>>

9 Seznam příloh

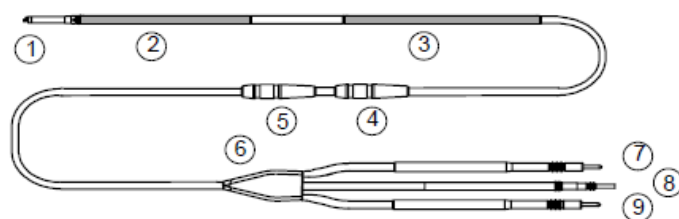
Příloha I. Deska plošného spoje	- 1 -
Příloha II. Jednotlivé části elektrody	- 1 -
Příloha III. Porty pulzního generátoru (ICD)	- 2 -

Příloha I. Deska plošného spoje



Obrázek Plošný spoj - návrh - data k výrobě

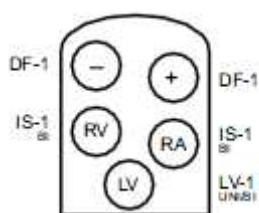
Příloha II. Jednotlivé části elektrody



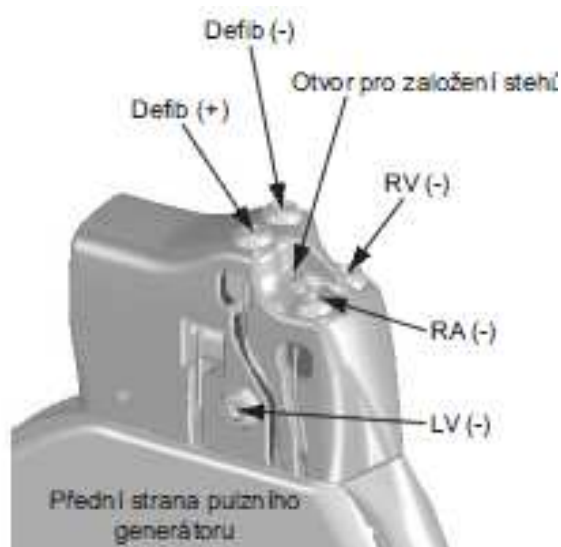
Elektroda ENDOTAK RELIANCE G,
Modely 0184/0185/0186/0187

- | | |
|---|--|
| 1. Distální stimulační / snímací pól elektrody (katoda) uvolňující steroid | 5. Druhý návlek pro přišití - pouze modely 0183 a 0187 |
| 2. Proximální stimulační / snímací pól elektrody (anoda), distální defibrilační cívková elektroda | 6. Spojení |
| 3. Proximální defibrilační spirálová elektroda - pouze ENDOTAK RELIANCE G | 7. Koncovka distálního defibrilačního pólu elektrody (katoda) |
| 4. Návlek pro přišití | 8. Koncovka proximálního a distálního stimulačního / snímacího pólu elektrody |
| | 9. Koncovka proximální defibrilační elektrody (anody) pouze ENDOTAK RELIANCE G |

Příloha III. Porty pulzního generátoru (ICD)



Obrázek označení vstupních portů pulzního generátoru (ICD)



Obrázek umístění vstupních portů pulzního generátoru (ICD)